

## ⑫ 公開特許公報(A)

昭61-131756

⑮ Int.Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑯ 公開 昭和61年(1986)6月19日

A 61 M 16/10

6859-4C

審査請求 有 発明の数 1 (全27頁)

⑰ 発明の名称 呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置

⑱ 特 願 昭59-253495

⑲ 出 願 昭59(1984)11月30日

⑳ 発 明 者 佐 藤 暢 米子市旗ヶ崎2560番地  
㉑ 発 明 者 岡 崎 直 人 米子市両三柳2725番地  
㉒ 発 明 者 藤 井 勝 正 岡山市沼1344番地  
㉓ 出 願 人 鳥 取 大 学 長  
㉔ 代 理 人 弁理士 杉村 暁秀 外1名

## 明 細 書

1. 発明の名称 呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置

2. 特許請求の範囲

1. 酸素豊化ガスを生成貯留する酸素濃縮器と、この酸素濃縮器からの酸素豊化ガスを一時貯留するバッファタンクと、このバッファタンクを経て外気に開放した状態で送気される酸素豊化ガスの生体等の呼吸系への供給を制御する開閉弁と、前記生体等の呼吸気流中に配置され、呼吸動作に関連した出力信号を発生するセンサと、呼吸動作の吸気相における吸気終末部分の時間比率を設定する外部入力手段と、前記センサの出力信号に基いて順次の吸気相の時間を検出すると共に、順次の吸気相において前回の吸気相の時間および前記外部入力手段によって設定された吸気終末部分の時間比率に基いて前記開閉弁を所要時間開放する制御手段とを具備、順次の吸気相において吸気終末部分を外く時間中酸素豊化ガス

を供給すると共に、その供給初期において前記バッファタンクの作用により酸素豊化ガスの供給流量を定常流量よりも多くするよう構成したことを特徴とする呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置。

2. 前記酸素濃縮器は、貯留タンクと少く共2個の吸着筒とを有し、これら吸着筒によって順次酸素豊化ガスを生成して前記貯留タンクに貯留すると共に、各吸着筒から生成される酸素豊化ガスを他の吸着筒のバージガスとしても用いるよう構成したことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置に関するものである。

(従来の技術)

従来、呼吸器および循環器系疾患患者における吸入療法に進歩に伴って、医療用の酸素が大量に

使用されている。なかでも、家庭用電源を利用して簡単な操作により空気中の酸素を濃縮し、医療用の酸素ガスとして供給することができる酸素濃縮器の普及は目覚ましく、米国では既にFDA(政府)の指導により米国規格(ANSI Z79.13 1981年)が完成し、またその発展性を見込んで国際規格の作成作業(ISO DP5059)が進行中である程世界的に注目され、特に在宅療養の発達した国々では、ボンベ供給による医療用酸素ガスの不便な面を補っている。

一方、酸素等のガスを患者等に吸入させる方法には、大別して密閉型と開放型とがある。密閉型は、いわゆるマスクまたは気管内チューブを使用し、生体の呼吸系と呼吸装置とからなる呼吸回路を外気から密閉した状態でガス供給を行うもので、供給ガスをそのままの濃度に近い状態で吸入させることができることと、ガスの圧力による呼吸の補助や調節が可能なところから、吸入効率が高い利点がある。しかし、患者の口や鼻を密覆したり、あるいは気管内に直接異物を挿入することによる

刺激や不快を伴うという不利な点もあり、主として意識のない重症患者や麻酔中の患者に適用されている。また、開放型は呼吸回路を外気に開放したまま、つまりガス供給管の先を患者の鼻腔または口腔内に挿入してガスを吹送するもので、密閉型におけるような気密を保持するために必要な顔や上気道との間の密着を必要とせず、したがって不快感や刺激が少なく、また吸入療法中にも飲食や会話等ができることから主に自発呼吸に頼れる軽症患者用に普及しており、特に慢性呼吸障害患者の長期療法に適している。

ところで、従来の開放型呼吸システムにおいては、密閉型における呼吸回路内のガス圧の変化を感知して呼吸に合わせるような方法が難しいため、呼吸運動とは無関係に恒常流のガスを供給しているのが普通である。このため、息を吐いている間中にもガスが送気されるために患者が不快感を催したり、またそのようなガスの大半が利用されることなく外気中に散逸している。また、開放型呼吸システムは外気に通じているため吸入する酸素

ガスの濃度低下が生じやすい。これに対して従来は、恒常流の流量を増すことによって対応してきたが、このように恒常流の流量を増しても、第1表に見られるようにその持続的流量が3ℓ/minまでは経皮的組織酸素分圧( $t_c P_{O_2}$ )は上昇するが、それ以上になると生体の酸素化は頭打ち状態となり、高流量では生体に利用される酸素以上に外気に散逸する量が多くなる。また、高流量では患者に与える刺激が強くなり、不快感は相対的に増加することになる。このように、恒常流の酸素ガスを供給するシステムには限界があった。

第1表 酸素流量(恒常流)による組織における酸素分圧

流量(ℓ/min)	0.5	1.0	2.0	3.0
酸素分圧(mmHg)	89.9±3.4	93.1±4.5	129.7±13.9	145.2±5.8

このような開放型呼吸システムにおける不具合を解決するものとして、特開昭59-8972号

公報において呼吸同調式のものが提案された。この呼吸同調式開放型呼吸システムによれば、患者の吸気時にのみ酸素濃化ガスが供給されるから、吸入患者に快適感を与えることができると共に、ガス消費量が少なくて済むことから酸素濃縮器の小型化が計れる利点がある。

他方、酸素濃縮器には、膜型と分子吸着型との二種がある。膜型は窒素よりも酸素を通しやすい特殊な薄膜に空気を通すことにより、酸素分子と窒素分子とを分離させて酸素濃度を高めるものである。この膜型では酸素濃度が40%程度しか出せないで、そのままに近い濃度で吸入できる密閉型呼吸システムに適している。また、分子吸着型(圧力スイング吸着方式ともいう)は、特定の物質(吸着剤)で充填した吸着筒に空気を加圧したり減圧したりしながら流すことにより、空気中の窒素と水分を吸着および脱着させて分離して高濃度の酸素を発生させるものである。この分子吸着型は90%以上の酸素濃度が得られることから、適当に外気を混入して吸入する開放型呼吸システム

で長時間吸入使用するのに適している。しかし、分子吸着型においては、酸素豊化ガスの使用量を多くしていくと、吸着剤の再生に利用できるパージガスの量が減少するために、発生する酸素豊化ガスの酸素濃度が次第に低下して酸素濃縮器としての本来の意味が半減する面もある。その対策として、従来は酸素濃縮器自体のスケールアップを計ったり、技術的な性能向上で対処してきたが、これらの方法にも限界があった。

このような分子吸着型酸素濃縮器における不具合を解決するものとして、特公昭 57-5571 号公報には、2つの吸着筒を用い、一方の吸着筒における動作サイクルのほぼ後半の期間中に該吸着筒によって処理された酸素豊化ガスを他方の吸着筒のパージにも用いるようにして、これら各吸着筒の動作サイクルを交互に行なうようにしたものが提案されている。この酸素濃縮器によれば、各吸着筒が比較的小容量であっても、これらが互いに有効にパージされるから所望濃度の酸素豊化ガスを長期間に亘って安定して供給できる利点がある。

酸素豊化ガスを供給するようにして制御している。このため、血中酸素分圧を効果的に上昇させることができず、したがって酸素豊化ガスの有効利用率が低い。また、吸気相における酸素豊化ガスの供給期間が呼吸動作に反応せず、一義的に設定されているため、呼吸動作の乱れに対応できず、吸入患者の呼吸に同調しなくなる場合があり、この場合には有効利用率が更に低くなると共に、場合によっては吸入患者の生命にかかわることもある。また、上記の特公昭 57-5571 号公報に記載された酸素濃縮器においては、恒常流の酸素豊化ガスを供給するようにしているため、上述したように生体に対する利用効果がきわめて低く、また患者に対して刺激や不快感を与える不具合がある。

本発明の目的は、上述した種々の不具合を解決し、酸素豊化ガスの有効利用率を高めることができると共に、生体に与える刺激、抵抗、不快感を最小限に抑えることができ、しかも装置の小型軽量化、省エネルギー化が容易に計ることができるように適切に構成した呼吸同調送気式濃縮酸素供給

ある。

ここで、人間等の呼吸パターンについて考察するに、呼吸による動脈血中の酸素分圧は、吸気初期に十分な流量ピークを与えることによって効果的に上昇させることができ、また吸気終末部分の吸入気は呼吸器に到達せず、いわゆるデッドスペース部分に充填されて呼吸器では利用されない。これらのことを考慮すると、吸気初期に十分な流量ピークを吸気時の定常流量に上乘せして供給すると共に、呼吸動作に反応して吸気終末部分における酸素豊化ガスの供給遮断を制御するようにした方が、酸素豊化ガスの有効利用率を高める上できわめて効果的である。

(発明が解決しようとする問題点)

しかしながら、上記の特開昭 59-8972 号公報に記載された呼吸同調式の開放型呼吸システムにおいては、吸気時における酸素豊化ガスの供給を定常流量で行なっていると共に、吸気終末部分における遮断は吸気開始時にワンショット回路を作動させ、これにより予め定められた期間中酸素

装置を提供しようとするものである。

(問題点を解決するための手段)

本発明の呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置は、酸素豊化ガスを生成貯留する酸素濃縮器と、この酸素濃縮器からの酸素豊化ガスを一時貯留するバッファタンクと、このバッファタンクを経て外気に開放した状態で送気される酸素豊化ガスの生体等の呼吸系への供給を制御する開閉弁と、前記生体等の呼吸気流中に配置され、呼吸動作に関連した出力信号を発生するセンサと、呼吸動作の吸気相における吸気終末部分の時間比率を設定する外部入力手段と、前記センサの出力信号に基いて順次の吸気相の時間を検出すると共に、順次の吸気相において前回の吸気相の時間および前記外部入力手段によって設定された吸気終末部分の時間比率に基いて前記開閉弁を所要時間開放する制御手段とを具備し、順次の吸気相において吸気終末部分を外へ時間中酸素豊化ガスを供給すると共に、その供給初期において前記バッファタンクの作用により酸素豊化ガスの供給流量を定常流量よりも多

くするよう構成したことを特徴とするものである。

本発明の好適実施例において、前記酸素濃縮器は、貯留タンクと少く共2個の吸着筒とを有し、これら吸着筒によって順次酸素豊化ガスを生成して前記貯留タンクに貯留すると共に、各吸着筒から生成される酸素豊化ガスを他の吸着筒のバージガスとしても用いるよう構成する。

#### (作用)

すなわち、本発明においては酸素濃縮器に呼吸同調機構を設置し、生体等の呼吸時期を例えば鼻孔前に熱電対を配置して呼吸気の温度変化による熱起電力の変化から検出し、その吸気相に同調して開閉弁を開放して酸素豊化ガスを送気するものである。したがって、呼気相には酸素豊化ガスは送気されず、この送気停止によりバッファタンクには酸素豊化ガスが加圧されて貯留され、これにより開閉弁が開放する吸気相の初期において酸素豊化ガスが定常流量に上乘せられて送気されることになる。ま、各吸気相においては、制御手段によりセンサの出力信号に基いて検出された前回の

また、吸着筒3、4には圧力スイッチ12、13を設けると共に、放出用電磁弁14、15を介してサイレンサ16を連結し、圧力スイッチ12、13により制御部17を介してコンプレッサ6、8および放出用電磁弁14、15の作動を制御して、吸着筒3、4において交互に酸素豊化ガスを生成させると共に、バージガスの流入によりバージされた窒素分や水分等を放出用電磁弁14、15およびサイレンサ16を介して外気に放出させる。

貯留タンク2の出力側には、装置の停止中に貯留タンク2内に酸素豊化ガスを有効に貯留して運転時に直ちに使用できるようにするため、装置の停止中閉塞し、運転中に開放するシャットアウト用電磁弁18を設ける。このシャットアウト用電磁弁18を経て送気される酸素豊化ガスは、減圧弁19においてその圧力を適当に調節すると共に、バクテリアフィルタ20において濾過して清潔にした後、その流量を絞り弁調節機構を有する流量計21により患者22に適した流量に調節してバッファタンク23に供給し、このバッファタンク23から呼吸同調

吸気相時間と外部入力手段によって設定された時間比率とに基いて開閉弁の開放時間が制御され、これによりデットスペース部分に充填されて利用されない酸素豊化ガスの吸気終末部分での送気の停止時期が制御される。

#### (実施例)

第1図は本発明の一実施例を示すものである。酸素濃縮器1は1個の貯留タンク2と2個の吸着筒3、4とを具える。吸着筒3にはエアクリーナ5を介してコンプレッサ6を連結し、エアクリーナ5により外気の塵埃を除去し、これをコンプレッサ6により圧搾して吸着筒3内に供給する。同様に吸着筒4にも圧搾空気を供給するために、エアクリーナ7を介してコンプレッサ8を連結して設ける。これら吸着筒3、4は一方弁9、10を介して貯留タンク2に連結すると共に、オリフィス11を介して互いに連結し、一方の吸着筒で生成された酸素豊化ガスを対応する一方弁を介して貯留タンク2に供給すると共に、オリフィス11を介して他方の吸着筒にもバージガスとして供給する。

用電磁弁24を経て加温器25において患者22の吸入に適するように加温して鼻カニューラ26を経て患者22に供給する。なお、シャットアウト用電磁弁18と呼吸同調用電磁弁24との間の流路の適当な位置には、医者、看護婦等のオペレータによって酸素濃縮器1の異常、特に吸着剤の異常を容易に判別できるようにするため酸素濃度計27を設ける。

本例では、鼻カニューラ26に患者22の鼻孔を通る呼吸気流中にさらされるように熱電対28を取付け、この熱電対28の出力に基いてガス供給制御部29により呼吸同調用電磁弁24の作動を制御する。

第2図は第1図に示す制御部17の回路構成を示すものである。圧力スイッチ12、13はその作動片12-1、13-1が接続される端子COMと2個の切換端子HおよびLとを有し、対応する吸着筒内の圧力が所定の値に達すると、その作動片12-1、13-1が端子Hに、それ以外は端子Lに接続されるようになっている。圧力スイッチ12、13の端子COMは、電源回路(図示せず)に接続される電源端子31、32にそれぞれ接続し、圧力スイッチ12

の端子Hと圧力スイッチ13の端子しとの間にはリレー33を接続する。リレー33には常開のリレー接点33-1、常閉のリレー接点33-2および常開のリレー接点33-3を設け、リレー接点33-1をリレー33の自己保持用として該リレー33と一方の電源端子31との間に接続し、リレー接点33-2、33-3をそれぞれリレー34、35に直列に接続してこれらの直列回路を電源端子31、32間に並列に接続する。また、リレー34、35にはそれぞれ常開のリレー接点34-1、35-1を設け、リレー接点34-1の一方の端子を一方の電源端子31に、他方の端子を並列に接続したコンプレッサ6および放出用電磁弁15を経て他方の電源端子32に接続する。同様に、リレー接点35-1はその一方の端子を一方の電源端子31に、他方の端子を並列に接続したコンプレッサ8および放出用電磁弁14を経て他方の電源端子32に接続する。

第3図は第1図に示すガス供給制御部29の回路構成を示すものである。熱電対28の出力は差動増幅器41に供給する。差動増幅器41はオペアンプ42、

43、44および利得調整用の可変抵抗45を有し、出力段のオペアンプ44の出力をローパスフィルタ46に供給して高周波成分のノイズを除去した後、A/Dコンバータ47によりデジタル信号に変換して演算制御部48に供給する。演算制御部48はCPU49、タイマ50および記憶部51~54を有すると共に、CPU49にはキーボード等の外部入力装置55を接続して呼吸動作の吸気相における吸気終末部分の時間比率を入力する。なお、この外部入力装置55は誤操作によって酸素濃化ガスが全く供給されなくなることを防止するため、規定された範囲内でのみ所望の時間比率が設定できる機能を有する。タイマ50はA/Dコンバータ47の出力を所定の時間間隔、本例では10msec毎にサンプリングするためにCPU49に割込みをかける機能と、吸気相における呼吸同調用電磁弁24の開放時間を計測する機能と、呼気相および吸気相のそれぞれの時間を計測する機能とを有する。また、記憶部51はCPU49において順次サンプリングされる前回のデータを記憶し、記憶部52は呼気相および吸気相を識

別するためのフラグ、本例では呼気相において「1」を吸気相において「0」を記憶し、記憶部53は正常な呼吸動作における吸気相の時間データを記憶し、記憶部54は演算制御部48における動作を制御するためのプログラムを格納する。本例では、A/Dコンバータ47からのデータ、記憶部53に記憶されている吸気相の時間データおよび外部入力装置55からのデータに基いてCPU49において記憶部54に格納されているプログラムに従って所要の演算を行ない、これにより呼吸同調用電磁弁24の作動を制御すると共に、呼吸の異常を知らせる警報器56および呼吸に同調して装置が正常に作動していることを知らせるプザー57を設けて、これらの作動をも制御する。

以下、本実施例の動作を説明する。

先ず、第1図および第2図を参照して酸素濃縮器1の動作を説明する。装置の運転開始時においては、吸着筒3、4内の圧力が低いため、圧力スイッチ12、13の作動片12-1、13-1はそれぞれ端子し側に接続され、リレー34が附勢される。リ

レー34が附勢されると、リレー接点34-1が閉成し、コンプレッサ6が作動すると共に放出用電磁弁15がオンとなって流路が開放する。これにより、空気がエアクリーナ5を経てコンプレッサ6で圧搾されて吸着筒3に送り込まれ、該吸着筒3の内部に充填された吸着剤で窒素分が吸着されて、相対的に酸素濃度が上昇した酸素濃化ガスとなって一方弁9を介して貯留タンク2に流入して貯留される。また、その一部の酸素濃化ガスはオリフィス11を経てバージガスとして吸着筒4にも流入し、これにより吸着筒4の内部に充填された吸着剤に吸着している窒素分や水分等が、開放されている放出用電磁弁15およびサイレンサ16を経て大気中に放出され、吸着剤の機能が回復する。

コンプレッサ6の作動に伴って吸着筒3の内圧は上昇し、その圧力が所定の値に達すると圧力スイッチ12は端子H側に接続され、これによりリレー33が附勢される。リレー33が附勢すると、そのリレー接点33-1が閉成し、これにより以後吸着筒3の内圧が低下して圧力スイッチ12が端子し側

に接続されても、その状態が自己保持される。また、同時にリレー接点33-2が開放すると共にリレー接点33-3が閉成して、リレー34が減勢されると共にリレー35が附勢され、リレー34の減勢によりそのリレー接点34-1が開放してコンプレッサ6の作動が停止すると共に放出用電磁弁15がオフとなってその流路が閉塞される。また、リレー35の附勢によりそのリレー接点35-1が閉成して、コンプレッサ8が作動すると共に放出用電磁弁14がオンとなってその流路が開放する。これにより、吸着筒3においては内部のガスが放出用電磁弁14およびサイレンサ16を介して大気中に放出されて吸着剤に吸着されていた窒素分や水分等が脱着される。また、吸着筒4においてはコンプレッサ8の作動によりエアクリーナ7を経て流入する圧搾空気から酸素豊化ガスが生成され、このガスは一方弁10を介して貯留タンク2に貯留されると共に、一部はオリフィス11を経てバージガスとして吸着筒3にも流入し、これにより吸着筒3における吸着剤の再生、活性化が助長される。

内から息を吐き出す呼気相では次第に高くなり、逆に息を吸う吸気相では次第に低下する正弦波状のものとなる。この熱電対28の出力はA/Dコンバータ47でデジタル信号に変換され、タイマ50からの10m sec毎の割込み信号によってCPU49に順次読取られて、記憶部51に記憶されている前に読取られた温度データと比較される。ここで、読取った温度データが、前に読取られて記憶部51に記憶されている温度データよりも大きいときは、第4図Aに示す出力電圧波形の上昇する呼気相の期間を示し、逆に小さいときは吸気相の期間を示すことになり、これら呼気相および吸気相の期間を識別するフラグが、記憶部52に呼気相のときは「1」、吸気相のときは「0」として記憶される。

今、記憶部52にフラグ「1」が記憶されている呼気相期間にあるとする。この呼気相期間においては、A/Dコンバータ47から読取った温度データが記憶部51に記憶されている前に読取った温度データよりも大きいときのみ、その読取った温度データが前の温度データに変わって記憶部51に記

吸着筒4の内圧が上昇して所定の値に達すると、圧力スイッチ13は端子H側に接続され、これによりリレー33および35が減勢されると共にリレー34が附勢されて最初の動作状態に復帰する。以後、上述した動作が繰返し行なわれ、貯留タンク2に酸素豊化ガスが貯留される。

なお、本例の酸素濃縮器1は、任意の時間に電源スイッチを切っても、次の起動時に速やかに高濃度の酸素ガスが供給できるように、吸着筒3、4の再生が完了するまで作動状態が続き、その再生動作が終了してから自動的に停止するようになっていると共に、非使用時においては空気中の水分と吸着剤が接触して生じる吸着剤の劣化を防止するため、吸着筒3、4や装置内配管が気密に遮断されるようになっている。

次に、ガス供給制御部29における動作を説明する。熱電対28は患者の鼻孔を通る呼吸気流中にさらされているので、差動増幅器41およびローパスフィルタ46を経てA/Dコンバータ47に入力する熱電対28の出力電圧は、第4図Aに示すように体

値される。読取った温度データが記憶部51の温度データよりも小さいとき、すなわち、呼気相から吸気相に変わると、記憶部52のフラグが「0」に書換えられると共に、記憶部51にその読取った小さい温度データが書込まれる。これと同時に呼吸同調用電磁弁24がオンとなって流路が開放し、酸素豊化ガスの供給が開始すると共に、プザー57が作動する。以後、吸気相においては読取った温度データが前の値より小さくなる毎に、その読取った温度データが記憶部51に記憶される。

一方、呼気から吸気、吸気から呼気の各々の変化点から変化点までの吸気時間および呼気時間は、CPU49およびタイマ50によって計測され、記憶部54に格納されているプログラムに組込まれている正常範囲にあるか否かがチェックされる。本例では、呼気および吸気時間が2～19秒の範囲内にあるときは正常として、呼気時間データを記憶部53に記憶し、呼気および吸気時間が上記の正常範囲を外れたときは患者22や熱電対28に何からかの異常が生じているものとして、CPU49により警

報器56を作動させて医者、看護人等に知らせると共に、呼吸同調用電磁弁24を作動させて酸素豊化ガスを連続的に供給する。なお、記憶部53に蓄込まれる吸気時間データは呼吸サイクルの吸気相毎に更新される。

正常な呼吸サイクルにおいては、酸素豊化ガスは吸気期間のみ供給されるが、その供給時間すなわち呼吸同調用電磁弁24の開放時間は、外部入力装置55において設定された時間比率と記憶部53に記憶されている前回の吸気相の時間データとによって制御される。すなわち、吸気相から吸気相に変わると、その時点で記憶部53に記憶されている前回の正常範囲にある吸気時間データが読出されて、この吸気時間データと外部入力装置55で設定された時間比率とが乗算されると共に、この乗算した値が読出された吸気時間データから差引かれて開放時間が求められる。この開放時間はタイマ50にセットされ、減算されてゼロになった時点で呼吸同調用電磁弁24が閉塞される。したがって、当該吸気相における呼吸同調用電磁弁24の開放時

間は、第4図Bに示すように、前回の吸気相の時間より外部入力装置55で設定された時間比率だけ短い時間となり、患者22の気管等のデッドスペースにたまるガスは外部空気を取込ませて充当することになる。

第5図はタイマ50からの10msec毎の割込み時におけるCPU49の動作を示すフローチャートであり、その詳細な説明は省略する。

第6図は酸素濃縮器の他の例の構成を示すものである。この酸素濃縮器61は、五方向電磁弁62を用いて、1つのコンプレッサ6により2個の吸着筒3、4を交互に切換えて使用するようにしたので、その他の構成は第1図に示すものと同様である。五方向電磁弁62は第1の位置および第2の位置にスライド可能なブロック63を有する。このブロック63は、第1の位置においてコンプレッサ6と吸着筒3を、および吸着筒4とサイレンサ16をそれぞれ連通させ、第2の位置においてコンプレッサ6と吸着筒4を、および吸着筒3とサイレンサ16をそれぞれ連通させる流路64、65を具え、

圧力スイッチ12により制御部66を介して第1の位置および第2の位置への移動が制御される。すなわち、ブロック63が第6図に示す第1の位置にある状態でコンプレッサ6が作動すると、空気がエアクリーナ5および流路64を経て圧搾されて吸着筒3に流入し、これにより酸素豊化ガスが生成される。この酸素豊化ガスは、第1図の場合と同様に一方弁9を介して貯留タンク2に貯留されると共に、その一部はオリフィス11を経てバージガスとして吸着筒4にも流入し、これにより吸着筒4内の吸着剤に吸着している窒素分や水分等が脱着されて流路65およびサイレンサ16を経て大気中に放出される。

吸着筒3の内圧が上昇し、圧力スイッチ12で設定されている圧力に達すると、制御部66により五方向電磁弁62が駆動され、ブロック63が第6図において左方向に移動して第2の位置に位置決めされる。これにより、吸着筒3においては内部のガスが流路64およびサイレンサ16を介して大気中に放出されて吸着剤に吸着されていた窒素分や水分

等が脱着され、またエアクリーナ5を経てコンプレッサ6で圧搾された空気は流路65を経て吸着筒4に流入して酸素豊化ガスが生成される。この吸着筒4で生成された酸素豊化ガスは、同様に一方弁10を介して貯留タンク2に貯留されると共に、オリフィス11を経てバージガスとして吸着筒3にも流入し、これにより吸着筒3における吸着剤の再生、活性化が助長される。

吸着筒4の内圧が上昇して圧力スイッチ12が設定された圧力に達すると、制御部66により五方向電磁弁62が駆動され、ブロック63が第6図に示す第1の位置に位置決めさせて最初の動作状態に復帰する。

このように、五方向電磁弁62を用いることにより、1つのコンプレッサ6で第1図と同様に2個の吸着筒を交互に、しかも有効にバージしながら使用することができる。

なお、本発明において、酸素濃縮器は上述した吸着型のものに限らず、膜型のものも使用することができる。

(発明の効果)

(イ) 呼吸動作に同調して、その吸気時期に酸素豊化ガスを供給するようにしたから、第2表から明らかなように、従来の連続供給式のものに比べ、性能および吸入効率を相対的に大幅に向上させることができる。なお、第2表は同じ吸着型酸素濃縮器を使って、連続してガスを供給した場合と、呼吸に同調して間欠的に供給した場合との酸素豊化ガスの酸素濃度を示すものである。

第2表 使用方法と酸素濃度の低下

使用流量 (ℓ / 分)	使用方法	
	持続式 (%)	同調式 (%)
1	94	94
2	90	94
3	76	90
4	58	86
5	50	80

また、第2表から明らかなように、呼吸同調式とすることによって、従来の連続供給式と同等の

した群、モデル②は酸素濃縮器からの恒常流の酸素豊化ガス (2ℓ / 分) を吸入した群、モデル③は酸素濃縮器からの酸素豊化ガス (2ℓ / 分) を三方弁を介し、吸気時のみ吸入し、呼気時には大気へ開放した群、モデル④は酸素濃縮器からの酸素豊化ガス (2ℓ / 分) を二方弁を介し、吸気時のみ吸入し、呼気時にはバッファタンクに貯めるように設定した群を示す。このモデル④から、バッファタンクを設けることにより呼吸同調方式が格段に優れた結果をもたらすことがわかる。また、第8図は酸素濃縮器からの酸素豊化ガスを持続吸入と間欠吸入を交互に繰返して組織酸素分圧 ( $P_{tcO_2}$ ) を測定したものである。

性能をもつ酸素濃縮器であれば、小型、軽量、省エネルギー化等の画期的な効果が期待でき、これにより在宅酸素療法の普及を促進することができる。

(ロ) 呼吸同調用の開閉弁の上流側にバッファタンクを設けたから、呼気相において酸素豊化ガスの供給が遮断されている間に、タンク内圧が第7図Aに示すように高まり、吸気時にはそれが一気に放出される。したがって、吸気時に供給される酸素豊化ガスの流速は、第7図Bに示すように、その吸気初期において十分な流量ピークが定常流量に上乘せられる。これは、第7図Cに示す生体の気速曲線の呼気終末時から吸気開始時直後の急峻な立下りに匹敵し、生体呼吸に合致する。したがって、第3表、第4表および第8図から明らかなように、酸素豊化ガスを一層効率的に吹送することが可能となる。すなわち、生体に対する吸入効率を一層向上させることができる。なお、第3表において、モデル①は空気を吸入

第3表 各種吹送条件と生体の組織酸素分圧

モデル	$P_{tcO_2}$
①	$73.1 \pm 5.4$ mmHg
②	$122.7 \pm 10.5$ "
③	$105.5 \pm 15.3$ "
④	$163.1 \pm 12.6$ "



第4表 持続吹送法および間歇吹送法吸入時の、酸素流量による生体組織における酸素分圧(mmHg)の変化

吹送法	流量 ℓ/min	0.5	1.0	2.0	3.0
恒 常 吹 送 法		89.9±3.4	93.1±4.5	129.7±13.9	145.2±5.8
間歇吹送法 (バッファタンク100ml)		101.3±4.6	109.7±6.5	173.4±18.1	193.9±17.5
間歇吹送法 (バッファタンク200ml)		101.8±3.5	112.5±12.3	175.2±18.6	191.7±15.6
間歇吹送法 (バッファタンク400ml)		102.6±3.1	108.4±4.0	173.1±12.2	191.1±20.8

(ハ) 吸気相における酸素濃化ガスの供給時間を、前回の吸気時間と外部入力手段によって設定された吸気終末部分の時間比率に基いて制御するようにしたから、呼吸動作に正確に追従して酸素濃化ガスを供給することができ、したがってその有効利用率を高めることができる。また、酸素濃化ガスの供給を遮断する吸気終末部分の時間比率は、バッファタンクを設けることによる吸入効率の向上効果により比較的大きくすることができるから、酸素濃縮器を更に小型、軽量、省エネルギー化することができる。

(ニ) 上述した実施例では、酸素濃縮器として2個の吸着筒を用い、一方の吸着筒で生成された酸素濃化ガスの一部を他方の吸着筒にバージガスとして供給しながら交互に稼働しているから、酸素濃化ガスの酸素濃度をかなり高流量まで保つことができる。したがって、従来のものに比較して約2倍の性能向上が計れ、その性能向上分を小型、軽量、省エネルギー

化に転用できる。また、呼気時に酸素濃化ガスの供給が遮断される分だけ吸着筒内の圧力が速く高くなるから、2個の吸着筒を窒素と酸素との分離度の良い時期に合わせて交互に稼働させることができ、これにより酸素濃縮器に対して親和的相乗効果をもたらすことができる。

(ホ) 上述した実施例では、呼吸動作を熱電対により検出するようにしたから、呼吸動作に正確に追従する信号を得ることができ、したがって正確な制御を行なうことができる。また、患者に呼吸抵抗や異物感を生じさせないように小型、軽量にすることができると共に、性能の安定したものを安価に量産できるから、使用毎に使いすてにすることができる。

(ヘ) また、上述した実施例では、呼吸同調用電磁弁に同期して駆動されるようにプザーを設けたから、これにより装置が順調に作動していることを患者に絶えず知らしめて安心させることができると共に、自己に適した呼吸リ

ズムを覚えさせる訓練を通じて、慢性呼吸不全患者のリハビリテーションに役立てることができる。

(ト) また、膜型の酸素濃縮器を用いた場合には、不要な産出流量を減ずることによって、選択的透過膜の寿命を延長することができる。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例を示す図、

第2図は第1図に示す制御部の回路構成図、

第3図は同じくガス供給制御部の構成を示すブロック図、

第4図AおよびBは第1図に示す実施例の動作を説明するための図、

第5図は第3図に示すCPUの動作を示すフローチャート、

第6図は本発明に用いる酸素濃縮器の他の例の構成を示す図、

第7図A～Cおよび第8図は本発明の効果を説明するための図である。

1…酸素濃縮器

2…貯留タンク

62…五方向電磁弁

63…ブロック

64, 65…流路

66…制御部

3, 4…吸着筒

5, 7…エアクリーナ

6, 8…コンプレッサ

9, 10…一方弁

11…オリフィス

12, 13…圧力スイッチ

14, 15…放出用電磁弁

16…サイレンサ

17…制御部

18…シャットアウト用電磁弁

19…減圧弁

20…バクテリアフィルタ

21…流量計

22…患者

23…バッファタンク

24…呼吸同調用電磁弁

25…加湿器

26…鼻カニューラ

27…酸素濃度計

28…熱電対

29…ガス供給制御部

31, 32…電源端子

33, 34, 35…リレー

41…差動増幅器

46…ローパスフィルタ

47…A/Dコンバータ

48…演算制御部

49…CPU

50…タイマ

51～54…記憶部

55…外部入力装置

56…警報器

57…プザー

61…酸素濃縮器

特許出願人

鳥取大学長 高 木 寛

代理人弁理士

杉 村 暁 秀

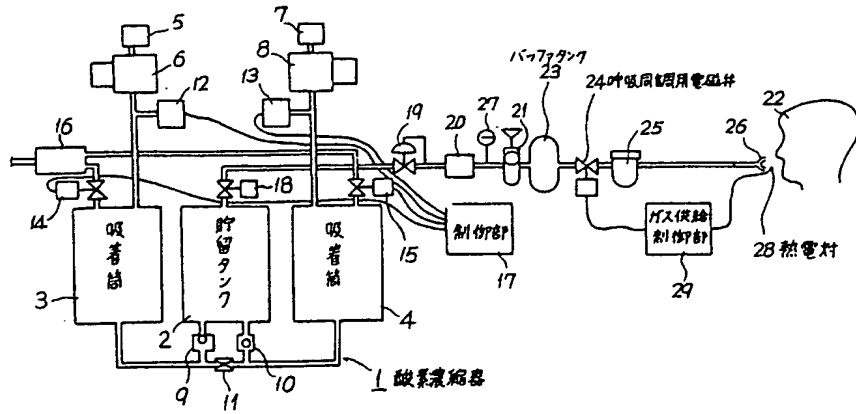


同 弁理士

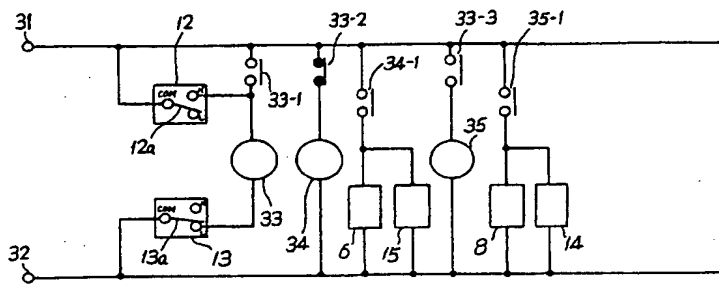
杉 村 興 作



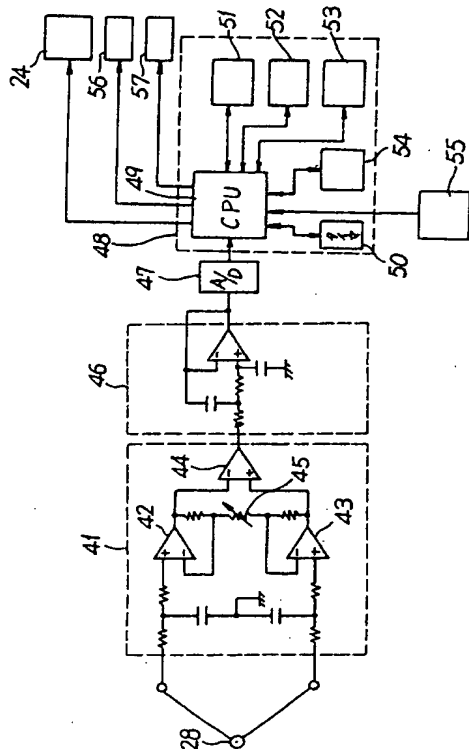
第 1 図



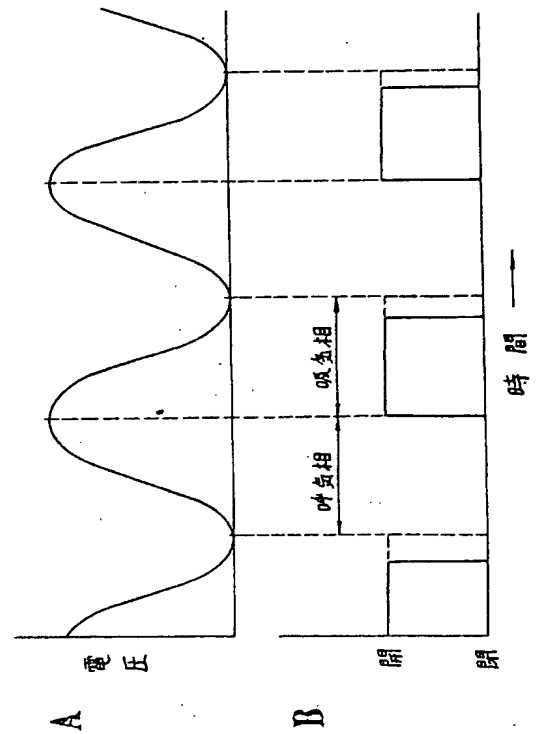
第 2 図



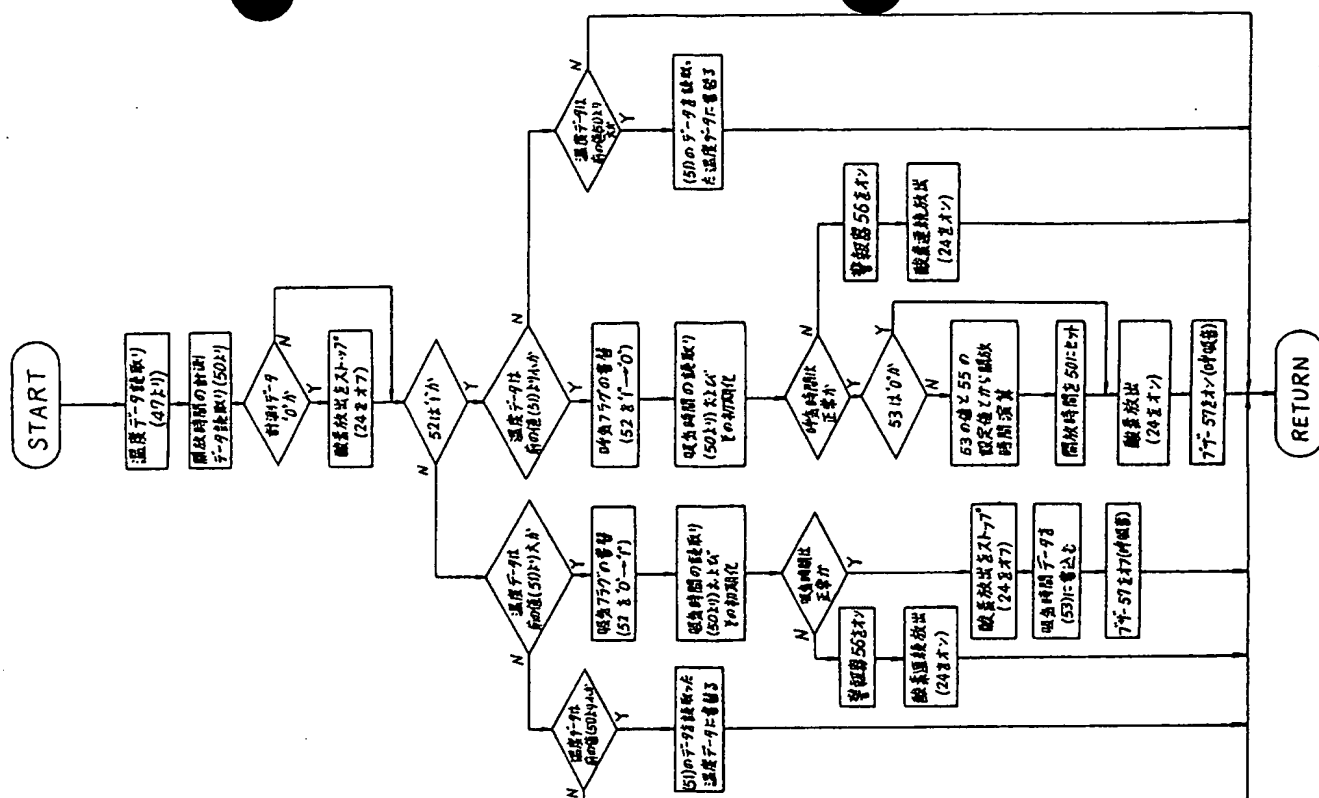
第 3 図



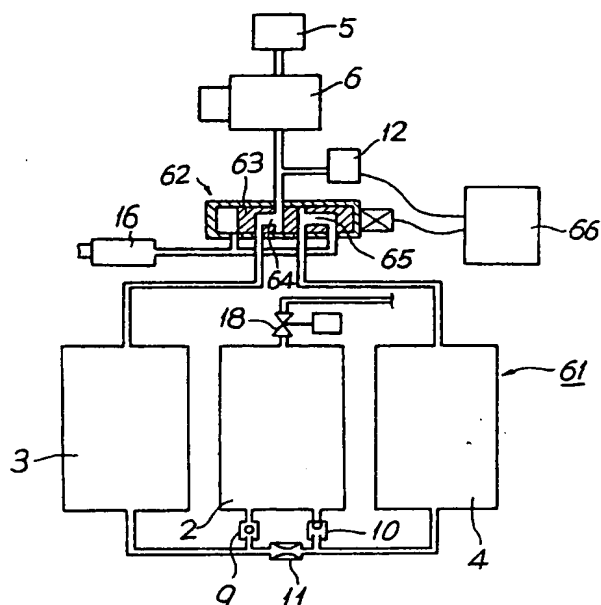
第 4 図



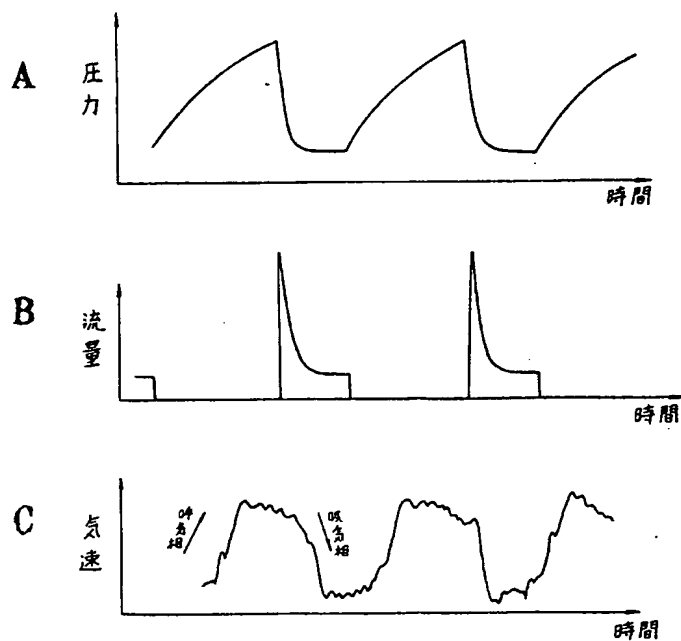
第五圖



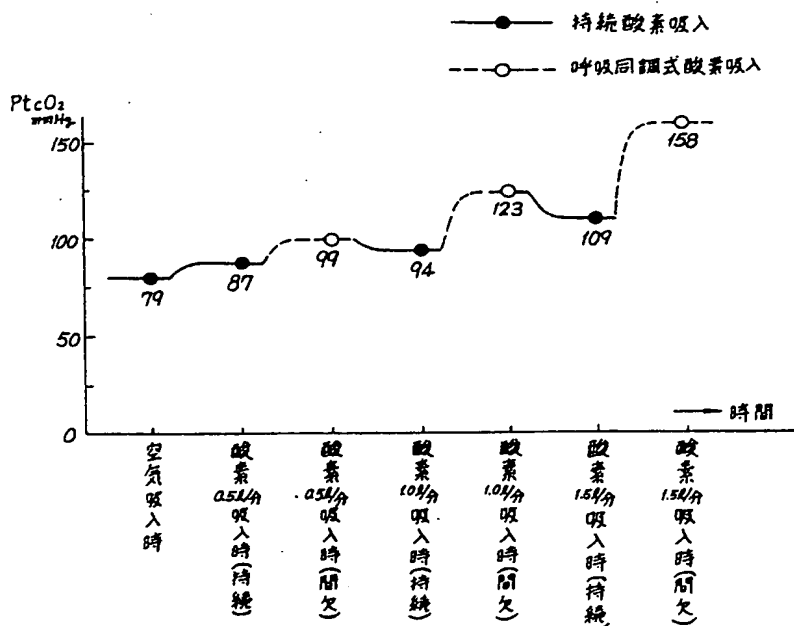
## 第 6 図



第 7 図



## 第 8 図



手 続 補 正 書

昭和60年 3月27日

特許庁長官 志 賀 学 殿

## 1. 事件の表示

昭和59年 特 許 願 第 253495 号

## 2. 発明の名称

呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置

## 3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

鳥 取 大 学 長 高 木 篤

## 4. 代 理 人

住 所 東京都千代田区霞が関三丁目2番4号  
霞山ビルディング7階  
電話(581)2241 番(代表)

氏 名 (5925)弁理士 杉 村 暁 (外1名)

## 5. 補正の対象

明細書全文、図面

## 6. 補正の内容(別紙の通り)

添付図面中、第5図を別紙の通りに訂正し、  
第8図を削除する。

(訂正)明 細 書

1. 発明の名称 呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置

## 2. 特許請求の範囲

1. 酸素豊化ガスを生成貯留する酸素濃縮器と、この酸素濃縮器からの酸素豊化ガスを一時貯留するバッファタンクと、このバッファタンクを経て外気に開放した状態で送気される酸素豊化ガスの生体等の呼吸系への供給を制御する開閉弁と、前記生体等の呼吸気流中に配置され、呼吸動作に関連した出力信号を発生するセンサと、呼吸動作の吸気相における吸気終末部分の時間比率を設定する外部入力手段と、前記センサの出力信号に基いて順次の吸気相の時間を検出すると共に、当該吸気相における前記開閉弁の開放時間を以前に検出した吸気相の時間および前記外部入力手段によって設定された吸気終末部分の時間比率に基いて制御する手段とを具備、順次の吸気相において吸気終末部分を除く時間中酸素豊化

方式  
審査

ガスを供給すると共に、その供給初期において前記バッファタンクの作用により酸素豊化ガスの供給流量を定常流量よりも多くするよう構成したことを特徴とする呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置。

2. 前記酸素濃縮器は、貯留タンクと少なくとも2個の吸着筒とを有し、これら吸着筒によって順次酸素豊化ガスを生成して前記貯留タンクに貯留すると共に、各吸着筒から生成される酸素豊化ガスの一部を他の吸着筒のバージガスとして用いるよう構成したことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置。

### 3. 発明の詳細な説明

#### (産業上の利用分野)

本発明は、呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置に関するものである。

#### (従来の技術)

従来、呼吸器および循環器系疾患患者における吸入療法の進歩に伴って、医療用の酸素が大量に

よる刺激や不快を伴うという不利な点もあり、主として意識のない重症患者や麻酔中の患者に適用されている。また、開放型は呼吸回路を外気に開放したまま、つまりガス供給管の先を患者等の鼻腔または口腔内に挿入してガスを吹送するもので、密閉型におけるような気密を保持するために必要な顔や上気道との間の密着を必要とせず、したがって不快感や刺激が少なく、また吸入療法中にも飲食や会話等ができることから主に自発呼吸に頼れる軽症患者用に普及しており、特に慢性呼吸障害患者の長期療法に適している。

ところで、従来の開放型呼吸システムにおいては、密閉型における呼吸回路内のガス圧の変化を感知して呼吸に合わせるような方法が難しいため、呼吸運動とは無関係に恒常流のガスを供給しているのが普通である。このため、息を吐いている間中にもガスが送気されるために患者等が不快感を催したり、またそのようなガスの大半が利用されることなく外氣中に散逸している。また、開放型呼吸システムは外氣に通じているため吸入する酸

素ガスは、なかでも、家庭用電源を利用して簡単な操作により空氣中の酸素を濃縮し、医療用の酸素ガスとして供給することができる酸素濃縮器の普及は目覚ましく、米国では既に連邦食品医薬品局(FDA)の指導により米国規格(ANSI Z 79. 131981年)が完成し、またその発展性を見込んで国際規格(ISO 5059)の作成作業が進行中である程世界的に注目され、特に在宅療養の発達した国々では、ボンベ供給による医療用酸素ガスの不便な面を補っている。

一方、酸素等のガスを患者等に吸入させる方法には、大別して密閉型と開放型とがある。密閉型は、いわゆるマスクまたは気管内チューブを使用し、生体の呼吸系と呼吸装置とからなる呼吸回路を外氣から密閉した状態でガス供給を行うもので、供給ガスをそのままの濃度に近い状態で吸入させることができることと、ガスの圧力による呼吸の補助や調節が可能なところから、吸入効率が高い利点がある。しかし、患者等の口や鼻を密覆したり、あるいは気管内に直接異物を挿入することに

素ガスの濃度低下が生じやすい。これに対して従来は、恒常流の流量を増すことによって対応してきたが、このように恒常流の流量を増しても、第1表に見られるようにその持続的流量が3ℓ/minまでは経皮的組織酸素分圧( $t_c P_{O_2}$ )は上昇するが、それ以上になると生体の酸素化は頭打ち状態となり、高流量では生体に利用される酸素以上に外氣に散逸する量が多くなる。また、高流量では患者等に与える刺激が強くなり、不快感は相対的に増加することになる。このように、恒常流の酸素ガスを供給するシステムには限界があった。

第1表 酸素流量(恒常流)による組織における酸素分圧

流量(ℓ/min)	0.5	1.0	2.0	3.0
酸素分圧(mmHg)	89.9±3.4	93.1±4.5	129.7±13.9	145.2±5.8

このような開放型呼吸システムにおける不具合を解決するものとして、特開昭59-8972号

公報において呼吸同調式のもの提案された。この呼吸同調式開放型呼吸システムによれば、患者等の吸気時にのみ酸素ガスが供給されるから、吸入患者に快適感を与えることができると共に、ガス消費量が少なくて済むことから酸素濃縮器の小型化が計れる利点がある。

他方、酸素濃縮器には、膜型と分子吸着型との二種がある。膜型は窒素よりも酸素を通しやすい特殊な薄膜に空気を通すことにより、酸素分子と窒素分子とを分離させて酸素濃度を高めるものである。この膜型では酸素濃度が40%程度しか出せないで、そのままに近い濃度で吸入できる密閉型呼吸システムに適している。また、分子吸着型（圧カスイング吸着方式ともいう）は、特定の物質（吸着剤）で充填した吸着筒に空気を加圧したり減圧したりしながら流すことにより、空気中の窒素と水分を吸着および脱着により分離して高濃度の酸素を発生させるものである。この分子吸着型は90%以上の酸素濃度が得られることから、適当に外気を混入して吸入する開放型呼吸システム

ここで、人間等の呼吸パターンについて考察するに、呼吸による動脈血中の酸素分圧は、吸気初期に十分な流量ピークを与えることによって効果的に上昇させることができる。また、吸気終末部分の吸入気は呼吸器に到達せず、いわゆるデッドスペース部分に充填されて呼吸器では利用されない。これらのことを考慮すると、吸気初期に十分な流量ピークを吸気時の定常流量に上乗せして供給すると共に、呼吸動作に反応して吸気終末部分における酸素濃化ガスの供給遮断を制御するようにした方が、酸素濃化ガスの有効利用率を高める上できわめて効果的である。

（発明が解決しようとする問題点）

しかしながら、上記の特開昭59-8972号公報に記載された呼吸同調式の開放型呼吸システムにおいては、吸気時における酸素ガスの供給を一定組成のままで定常流量で行なっていると共に、吸気終末部分における遮断は吸気開始時にワンショット回路を作動させ、これにより予め定められた期間中酸素ガスを供給するようにして制御して

で長時間吸入使用するのに適している。しかし、分子吸着型においては、酸素濃化ガスの使用量を多くしていくと、吸着剤の再生に利用できるパージガスの量が減少するために、発生する酸素濃化ガスの酸素濃度が次第に低下して酸素濃縮器としての本来の意味が半減する面もある。その対策として、従来は酸素濃縮器自体のスケールアップを計ったり、技術的な性能向上で対処してきたが、これらの方法にも限界があった。

このような分子吸着型酸素濃縮器における不具合を解決するものとして、特公昭57-5571号公報には、2つの吸着筒を用い、一方の吸着筒における吸着サイクルの期間中に該吸着筒によって処理された酸素濃化ガスの一部を他方の吸着筒のパージに用いるようにして、これら各吸着筒の動作サイクルを交互に行なうようにしたものが提案されている。この酸素濃縮器によれば、各吸着筒が比較的小容量であっても、これらが互いに有効にパージされるから所望濃度の酸素濃化ガスを長期間に亘って安定して供給できる利点がある。

いる。このため、血中酸素分圧を効果的に上昇させることができず、したがって酸素ガスの有効利用率が十分に高くないことも起こり得る。また、吸気相における酸素ガスの供給期間が呼吸動作に反応せず、一義的に設定されているため、呼吸動作の乱れに対応できず、吸入患者等の呼吸に同調しなくなる場合があり、この場合には有効利用率が更に低くなることもある。本来、人の呼吸の状態は各人によって違いがあり、その時々状況によっても呼吸の速さや大きさは変わってくる。同一条件下での毎回の呼気、吸気相の時間をとってみても個々にはバラついている。これ等個人差や各種状況下における変化や、毎回の吸気相の時間の変動に酸素吹送期間を自動的にうまく同調させるのが理想的である。また、上記の特公昭57-5571号公報に記載された酸素濃縮器においては、恒常流量で一定濃度の酸素ガスを供給するようにしているため、上述したように生体に対する利用効率が低く、また患者等に対して刺激や不快感を与える不具合がある。

本発明の目的は、上述した種々の不具合を解決し、酸素豊化ガスの有効利用率を高めることができると共に、生体に与える刺激、抵抗、不快感を最小限に抑えることができ、しかも装置の小型軽量化、省エネルギー化を計ることができるように適切に構成した呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置を提供しようとするものである。

(問題点を解決するための手段)

本発明の呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置は、酸素豊化ガスを生成貯留する酸素濃縮器と、この酸素濃縮器からの酸素豊化ガスを一時貯留するバッファタンクと、このバッファタンクを経て外気に開放した状態で送気される酸素豊化ガスの生体等の呼吸系への供給を制御する開閉弁と、前記生体等の呼吸気流中に配置され、呼吸動作に関連した出力信号を発生するセンサと、呼吸動作の吸気相における吸気終末部分の時間比率を設定する外部入力手段と、前記センサの出力信号に基いて順次の吸気相の時間を検出すると共に、当該吸気相における前記開閉弁の開放時間を以前に検出した

である。したがって、呼気相には酸素豊化ガスは送気されず、この送気停止によりバッファタンクには酸素豊化ガスが加圧されて貯留され、これにより開閉弁が開放する吸気相の初期において酸素豊化ガスが定常流量に上乘せられて送気されることになる。また、呼吸サイクルの吸気相毎に、制御手段によりセンサの出力信号に基いて検出された以前の吸気相時間と外部入力手段によって設定された時間比率とに基いて開閉弁の開放時間が制御され、これによりデッドスペース部分に充填されて利用されない酸素豊化ガスの吸気終末部分での送気の停止時期が制御される。

(実施例)

第1図は本発明の一実施例を示すものである。酸素濃縮器1は1個の貯留タンク2と2個の吸着筒3、4とを具える。吸着筒3にはエアクリーナ5を介してコンプレッサ6を連結し、エアクリーナ5により外気の塵埃を除去し、これをコンプレッサ6により圧搾して吸着筒3内に供給する。同様に吸着筒4にも圧搾空気を供給するために、エ

吸気相の時間および前記外部入力手段によって設定された吸気終末部分の時間比率に基いて制御する手段とを具え、順次の吸気相において吸気終末部分を除く時間中酸素豊化ガスを供給すると共に、その供給初期において前記バッファタンクの作用により酸素豊化ガスの供給流量を定常流量よりも多くするよう構成したことを特徴とするものである。

本発明の好適実施例において、前記酸素濃縮器は、貯留タンクと少くとも2個の吸着筒とを有し、これら吸着筒によって順次酸素豊化ガスを生成して前記貯留タンクに貯留すると共に、各吸着筒から生成される酸素豊化ガスの一部を他の吸着筒のバージガスとして用いるよう構成する。

(作用)

すなわち、本発明においては酸素濃縮器に呼吸同調機構を設置し、生体等の呼吸時期を例えば鼻孔前に熱電対を配置して呼吸気の温度変化による熱起電力の変化から検出し、その吸気相に同調して開閉弁を開放して酸素豊化ガスを送気するもの

アクリーナ7を介してコンプレッサ8を連結して設ける。これら吸着筒3、4は一方弁9、10を介して貯留タンク2に連結すると共に、オリフィス11を介して互いに連結し、一方の吸着筒で生成された酸素豊化ガスを対応する一方弁を介して貯留タンク2に供給すると共に、オリフィス11を介して他方の吸着筒にもバージガスとして供給する。また、吸着筒3、4には圧力スイッチ12、13を設けると共に、放出用電磁弁14、15を介してサイレンサ16を連結し、圧力スイッチ12、13により制御部17を介してコンプレッサ6、8および放出用電磁弁14、15の作動を制御して、吸着筒3、4において交互に酸素豊化ガスを生成させると共に、バージガスの流入によりバージされた窒素分や水分等を放出用電磁弁14、15およびサイレンサ16を介して外気に放出させる。

貯留タンク2の出力側には、装置の停止中に貯留タンク2内に酸素豊化ガスを有効に貯留して運転時に直ちに使用できるようにするため、装置の停止中閉塞し、運転中に開放するシャットアウト



用電磁弁18を設ける。このシャットアウト用電磁弁18を経て送気される酸素豊化ガスは、減圧弁19においてその圧力を適正に調節すると共に、細菌フィルタ20において濾過して清潔にした後、その流量を絞り弁調節機構を有する流量計21により患者22に適した流量に調節してバッファタンク23に供給し、このバッファタンク23から呼吸同調用電磁弁24を経て加湿器25において患者22の吸入に適するように加湿して鼻カニューラ26を経て患者22に供給する。なお、シャットアウト用電磁弁18と呼吸同調用電磁弁24との間の流路の適当な位置には、医者、看護婦等のオペレータによって酸素濃縮器1の異常、特に吸着剤の異常を容易に判別できるようにするため酸素濃度計27を設ける。

本例では、鼻カニューラ26に患者22の鼻孔を通る呼吸気流中にさらされるように熱電対28を取付け、この熱電対28の出力に基いてガス供給制御部29により呼吸同調用電磁弁24の作動を制御する。

第2図は第1図に示す制御部17の回路構成を示すものである。圧力スイッチ12、13はその作動片

12-1、13-1が接続される端子COMと2個の切換端子HおよびLとを有し、対応する吸着筒内の圧力が所定の値に達すると、その作動片12-1、13-1が端子Hに、それ以外は端子Lに接続されるようになっている。圧力スイッチ12、13の端子COMは、電源回路(図示せず)に接続される電源端子31、32にそれぞれ接続し、圧力スイッチ12の端子Hと圧力スイッチ13の端子Lとの間にはリレー33を接続する。リレー33には常開のリレー接点33-1、常閉のリレー接点33-2および常開のリレー接点33-3を設け、リレー接点33-1をリレー33の自己保持用として該リレー33と一方の電源端子31との間に接続し、リレー接点33-2、33-3をそれぞれリレー34、35に直列に接続してそれらの直列回路を電源端子31、32間に並列に接続する。また、リレー34、35にはそれぞれ常開のリレー接点34-1、35-1を設け、リレー接点34-1の一方の端子を一方の電源端子31に、他方の端子を並列に接続したコンプレッサ6および放出用電磁弁15を経て他方の電源端子32に接続する。同

様に、リレー接点35-1はその一方の端子を一方の電源端子31に、他方の端子を並列に接続したコンプレッサ8および放出用電磁弁14を経て他方の電源端子32に接続する。

第3図は第1図に示すガス供給制御部29の回路構成を示すものである。熱電対28の出力は差動増幅器41に供給する。差動増幅器41はオペアンプ42、43、44および利得調整用の可変抵抗45を有し、出力段のオペアンプ44の出力をローパスフィルタ46に供給して高周波成分のノイズを除去した後、A/Dコンバータ47によりデジタル信号に変換して演算制御部48に供給する。演算制御部48はCPU49、タイマ50および記憶部51~54を有すると共に、CPU49にはキーボード等の外部入力装置55を接続して呼吸動作の吸気相における吸気終末部分の時間比率を入力する。なお、この外部入力装置55は誤操作によって酸素豊化ガスが全く供給されなくなることを防止するため、規定された範囲内でのみ所望の時間比率が設定できる機能を有する。タイマ50はA/Dコンバータ47の出力を所定の時

間間隔、本例では10msec毎にサンプリングするためにCPU49に割込みをかける機能と、吸気相における呼吸同調用電磁弁24の開放時間を計測する機能と、呼気相および吸気相のそれぞれの時間を計測する機能を有する。また、記憶部51はCPU49において順次サンプリングされる前回のデータを記憶し、記憶部52は呼気相および吸気相を識別するためのフラグ、本例では呼気相において「1」を吸気相において「0」を記憶し、記憶部53は過去6回分の正常な呼吸動作における吸気相の時間データを更新しながら記憶し、記憶部54は演算制御部48における動作を制御するためのプログラムを格納する。本例では、A/Dコンバータ47からのデータ、記憶部53に記憶されている過去6回分の正常な吸気相の時間データおよび外部入力装置55からのデータに基いてCPU49において記憶部54に格納されているプログラムに従って所要の演算を行ない、これにより呼吸同調用電磁弁24の作動を制御すると共に、呼吸の異常を知らせる警報器56および呼吸に同調して装置が正常に作

動していることを知らせるブザー57を設けて、これらの作動をも制御する。

以下、本実施例の動作を説明する。

先ず、第1図および第2図を参照して酸素濃縮器1の動作を説明する。装置の運転開始時においては、吸着筒3、4内の圧力が低いため、圧力スイッチ12、13の作動片12-1、13-1はそれぞれ端子L側に接続され、リレー34が附勢される。リレー34が附勢されると、リレー接点34-1が閉成し、コンプレッサ6が作動すると共に放出用電磁弁15がオンとなって流路が開放する。これにより、空気がエアクリーナ5を経てコンプレッサ6で圧搾されて吸着筒3に送り込まれ、該吸着筒3の内部に充填された吸着剤で窒素分が吸着されて、相対的に酸素濃度が上昇した酸素豊化ガスとなって一方弁9を介して貯留タンク2に流入して貯留される。また、その一部の酸素豊化ガスはオリフィス11を経てバージガスとして吸着筒4にも流入し、これにより吸着筒4の内部に充填された吸着剤に吸着している窒素分や水分等が、開放されている

剤に吸着されていた窒素分や水分等が脱着される。また、吸着筒4においてはコンプレッサ8の作動によりエアクリーナ7を経て流入する圧搾空気から酸素豊化ガスが生成され、このガスは一方弁10を介して貯留タンク2に貯留されると共に、一部はオリフィス11を経てバージガスとして吸着筒3にも流入し、これにより吸着筒3における吸着剤の再生、活性化が助長される。

吸着筒4の内圧が上昇して所定の値に達すると、圧力スイッチ13は端子H側に接続され、これによりリレー33および35が減勢されると共にリレー34が附勢されて最初の動作状態に復帰する。以後、上述した動作が繰返し行なわれ、貯留タンク2に酸素豊化ガスが貯留される。

なお、本例の酸素濃縮器1は、任意の時間に電源スイッチを切っても、次の起動時に速やかに高濃度の酸素ガスが供給できるように、吸着筒3、4の再生が完了するまで作動状態が続き、その再生動作が終了してから自動的に停止するようになっていると共に、非使用時においては空気中の水

放出用電磁弁15およびサイレンサ16を経て大気中に放出され、吸着剤の機能が回復する。

コンプレッサ6の作動に伴って吸着筒3の内圧は上昇し、その圧力が所定の値に達すると圧力スイッチ12は端子H側に接続され、これによりリレー33が附勢される。リレー33が附勢すると、そのリレー接点33-1が閉成し、これにより以後吸着筒3の内圧が低下して圧力スイッチ12が端子L側に接続されても、その状態が自己保持される。また、同時にリレー接点33-2が開放すると共にリレー接点33-3が閉成して、リレー34が減勢されると共にリレー35が附勢され、リレー34の減勢によりそのリレー接点34-1が開放してコンプレッサ6の作動が停止すると共に放出用電磁弁15がオフとなってその流路が閉塞される。また、リレー35の附勢によりそのリレー接点35-1が閉成して、コンプレッサ8が作動すると共に放出用電磁弁14がオンとなってその流路が開放する。これにより、吸着筒3においては内部のガスが放出用電磁弁14およびサイレンサ16を介して大気中に放出されて吸着

分と吸着剤が接触して生じる吸着剤の劣化を防止するため、吸着筒3、4や装置内配管が気密に遮断されるようになっている。

次に、ガス供給制御部29における動作を説明する。熱電対28は患者等の鼻孔を通る呼吸気流中にさらされているので、差動増幅器41およびローパスフィルタ46を経てA/Dコンバータ47に入力する熱電対28の出力電圧は、第4図Aに示すように体内から息を吐き出す呼気相では次第に高くなり、逆に息を吸う吸気相では次第に低下する正弦波状のものとなる。この熱電対28の出力はA/Dコンバータ47でデジタル信号に変換され、タイマ50からの10m sec毎の割込み信号によってCPU49に順次読取られて、記憶部51に記憶されている前に読取られた温度データと比較される。ここで、読取った温度データが、前に読取られて記憶部51に記憶されている温度データよりも大きいときは、第4図Aに示す出力電圧波形の上昇する呼気相の期間を示し、逆に小さいときは吸気相の期間を示すことになり、これら呼気相および吸気相の期間

を識別するフラグが、記憶部52に呼気相のときは「1」、吸気相のときは「0」として記憶される。

今、記憶部52にフラグ「1」が記憶されている呼気相期間にあるとする。この呼気相期間においては、A/Dコンバータ47から読取った温度データが記憶部51に記憶されている前に読取った温度データよりも大きいときのみ、その読取った温度データが前の温度データに変わって記憶部51に記憶される。読取った温度データが記憶部51の温度データよりも小さいとき、すなわち、呼気相から吸気相に変わると、記憶部52のフラグが「0」に置換えられると共に、記憶部51にその読取った小さい温度データが書込まれる。これと同時に呼吸同調用電磁弁24がオンとなって流路が開放し、酸素豊化ガスの供給が開始すると共に、ブザー57が作動する。以後、吸気相においては読取った温度データが前の値より小さくなる毎に、その読取った温度データが記憶部51に記憶される。

一方、呼気から吸気、吸気から呼気の各々の変化点から変化点までの吸気時間および呼気時間は、

記憶されている過去6回の正常な吸気相の時間データの平均値とによって制御される。すなわち、呼気相から吸気相に変わると、その時点で記憶部53に記憶されている過去6回の正常範囲にある吸気時間データが読出されてその平均値が求められ、この平均吸気時間データと外部入力装置55で設定された時間比率とが乗算されると共に、この乗算した値が演算された平均吸気時間データから差引かれて開放時間が求められる。この開放時間はタイマ50にセットされ、カウントダウンされてゼロになった時点で呼吸同調用電磁弁24が閉塞される。したがって、当該吸気相における呼吸同調用電磁弁24の開放時間は、第4図Bに示すように、過去6回の正常な吸気相の平均時間より外部入力装置55で設定された時間比率だけ短い時間となり、患者22の気管等のデッドスペースにたまるガスは外部空気を取込ませて充当することになる。尚、当該吸気相の時間がタイマ50にセットした開放時間より短い場合には、タイマ50がカウントダウンしている途中にCPU49が温度データより吸気相に

CPU49およびタイマ50によって計測され、記憶部54に格納されているプログラムに相込まれている正常範囲にあるか否かがチェックされる。本例では、呼気および吸気時間が1~15秒の範囲内にあるときは正常として、その正常な吸気時間データを記憶部53に順次更新しながら記憶し、呼気および吸気時間が上記の正常範囲を外れたときは患者22や熱電対28に何からかの異常が生じているものとして、CPU49により警報器56を作動させて医者、看護人等に知らせると共に、呼吸同調用電磁弁24を作動させて酸素豊化ガスを連続的に供給する。なお、記憶部53に書込まれる過去6回分の正常な吸気時間データは、次の正常な呼吸サイクルの吸気時間データが入る度に最も古いデータ（7サイクル前のデータ）が消去されることによって更新される。

正常な呼吸サイクルにおいては、酸素豊化ガスは吸気期間のみ供給されるが、その供給時間すなわち呼吸同調用電磁弁24の開放時間は、外部入力装置55において設定された時間比率と記憶部53に

変わったことを検知し、記憶部52のフラグを0から1に変えるので、この場合には呼吸同調用電磁弁24が、タイマ50が0になる前に閉塞される。

第5図はタイマ50からの10m sec毎の割込み時におけるCPU49の動作を示すフローチャートである。以下、その概要を説明すれば、呼吸同調装置の回路をスタートさせると、患者等の呼吸気の温度変化がパターンとして捕えられる。呼吸同調用電磁弁24は正常な範囲のも呼吸パターンの吸気時間データが記憶部53に蓄積されるまでは開放しており、この間酸素豊化ガスは患者等の呼吸器に連続して送気される。6回分の正常な吸気時間データが記憶部53に記憶された以降の各吸気相においては、その平均値および外部入力装置55で任意に設定された時間比率に基いて当該吸気相における開放時間が演算され、呼吸同調用電磁弁24は当該吸気相の開始時点から演算された開放時間だけ通電されて、患者等の呼吸器に酸素豊化ガスが送気される。尚、正常な呼吸パターンが連続している間は、6回目以前の吸気時間データが記憶部53か

ら順次削除されて、連続的に新しい前6回の吸気時間データの平均値が算出される。また、呼気及び吸気相時間が正常範囲（別に時間的に設定）から外れると、呼吸同調用電磁弁24は直ちに連続して通電されて患者等に酸素豊化ガスが連続送気されると共に警報器56が作動する。以後、正常な呼吸が始まって所定の条件が充たされると、呼吸同調動作が行われて警報は停止するが、正常な呼吸が行わなければ、酸素豊化ガスは連続送気を続け、警報は鳴り止まない機構となっている。

以上の実施例では、呼吸同調用電磁弁24の開放時間を算出する元の吸気相の時間は、前6回の正常な吸気相の時間の平均値を用いたが、前6回に限らず任意の前複数回の吸気相の時間の平均値を用いるようにしてもよい。また、別の実施例として、前回の吸気相の時間に外部入力装置55で設定された時間比率を乗算して出した値を前回の吸気時間データから引いて当該回の開放時間とすることもできるし、このようにして求めた開放時間と前回または前複数回の開放時間との平均値を求め、

に一方弁9を介して貯留タンク2に貯留されると共に、その一部はオリフィス11を経てバージガスとして吸着筒4にも流入し、これにより吸着筒4内の吸着剤に吸着している窒素分や水分等が脱着されて流路65およびサイレンサ16を経て大気中に放出される。

吸着筒3の内圧が上昇し、圧力スイッチ12で設定されている圧力に達すると、制御部66により五方向電磁弁62が駆動され、ブロック63が第6図において左方向に移動して第2の位置に位置決めされる。これにより、吸着筒3においては内部のガスが流路64およびサイレンサ16を介して大気中に放出されて吸着剤に吸着されていた窒素分や水分等が脱着され、またエアクリーナ5を経てコンプレッサ6で圧搾された空気は流路65を経て吸着筒4に流入して酸素豊化ガスが生成される。この吸着筒4で生成された酸素豊化ガスは、同様に一方弁10を介して貯留タンク2に貯留されると共に、オリフィス11を経てバージガスとして吸着筒3にも流入し、これにより吸着筒3における吸着剤の

これを当該回の開放時間とすることもできる。

第6図は酸素濃縮器の他の例の構成を示すものである。この酸素濃縮器61は、五方向電磁弁62を用いて、1つのコンプレッサ6により2個の吸着筒3、4を交互に切換えて使用するようにしたもので、その他の構成は第1図に示すものと同様である。五方向電磁弁62は第1の位置および第2の位置にスライド可能なブロック63を有する。このブロック63は、第1の位置においてコンプレッサ6と吸着筒3を、および吸着筒4とサイレンサ16をそれぞれ連通させ、第2の位置においてコンプレッサ6と吸着筒4を、および吸着筒3とサイレンサ16をそれぞれ連通させる流路64、65を具え、圧力スイッチ12により制御部66を介して第1の位置および第2の位置への移動が制御される。すなわち、ブロック63が第6図に示す第1の位置にある状態でコンプレッサ6が作動すると、空気がエアクリーナ5および流路64を経て圧搾されて吸着筒3に流入し、これにより酸素豊化ガスが生成される。この酸素豊化ガスは、第1図の場合と同様

再生、活性化が助長される。

吸着筒4の内圧が上昇して圧力スイッチ12が設定された圧力に達すると、制御部66により五方向電磁弁62が駆動され、ブロック63が第6図に示す第1の位置に位置決めさせて最初の動作状態に復帰する。

このように、五方向電磁弁62を用いることにより、1つのコンプレッサ6で第1図と同様に2個の吸着筒を交互に、しかも有効にバージしながら使用することができる。

なお、本発明において、酸素濃縮器は上述した吸着型のものに限らず、膜型のものも使用することができる。

（発明の効果）

（イ）呼吸動作に同調して、その吸気時期に酸素豊化ガスを供給するようにしたため、第2表から明らかなように、従来の連続供給式のものに比べ、性能および吸入効率を相対的に大幅に向上させることができる。なお、第2表は同じ吸着型酸素濃縮器を使って、連続して

ガスを供給した場合と、呼吸に同調して間欠的に供給した場合との酸素濃化ガスの酸素濃度を示すものである。

第2表 使用方法と酸素濃度

使用流量 (ℓ / 分)	使用方法	
	持続式 (%)	同調式 (%)
1	94	94
2	90	94
3	76	90
4	58	86
5	50	80

また、第2表から明らかなように、呼吸同調式とすることによって、従来の連続供給式と同等の性能をもつ酸素濃縮器であれば、小型、軽量、省エネルギー化等の画期的な効果が期待でき、これにより在宅酸素療法の普及を促進することができる。

(ロ) 呼吸同調用の開閉弁の上流側にバッファタンクを設けたので、呼気相において酸素濃化ガスの供給が遮断されている間に、タンク内

ファタンクに貯めるように設定した群を示す。このモデル④から、バッファタンクを設けることにより呼吸同調方式が格段に優れた結果をもたらすことがわかる。

第3表 各種吹送条件と生体の組織酸素分圧

モデル	tcP <sub>O<sub>2</sub></sub>
①	73.1 ± 5.4 mmHg
②	122.7 ± 10.5 "
③	105.5 ± 15.3 "
④	163.1 ± 12.6 "

圧が第7図Aに示すように高まり、吸気時にはそれが一気に放出される。したがって、吸気時に供給される酸素濃化ガスの流速は、第7図Bに示すように、その吸気初期において十分な流量ピークが定常流量に上乘せられる。これは、第7図Cに示す生体の気速曲線の呼気終末時から吸気開始時直後の急峻な立下りに匹敵し、生体呼吸に合致する。したがって、第3表および第4表から明らかなように、酸素濃化ガスを一層効率的に吹送することが可能となる。すなわち、生体に対する吸入効率を一層向上させることができる。なお、第3表において、モデル①は空気を吸入した群、モデル②は酸素濃縮器からの恒常流の酸素濃化ガス (2ℓ / 分) を吸入した群、モデル③は酸素濃縮器からの酸素濃化ガス (2ℓ / 分) を三方弁を介し、吸気時のみ吸入し、呼気時には大気に開放した群、モデル④は酸素濃縮器からの酸素濃化ガス (2ℓ / 分) を二方弁を介し、吸気時のみ吸入し、呼気時にはバッ

第4表 持続吹送法および同調吹送法入時の、酸素濃化による生体組織における酸素分圧 (mmHg) の変化

吹送法	流量 ℓ / min	0.5				1.0				2.0				3.0			
		恒常吹送法				同調吹送法 (バッファタンク100ml)				同調吹送法 (バッファタンク200ml)				同調吹送法 (バッファタンク400ml)			
		89.9 ± 3.4	101.3 ± 4.6	109.7 ± 6.5	129.7 ± 13.9	145.2 ± 5.8	101.8 ± 3.5	112.5 ± 12.3	173.4 ± 18.1	101.8 ± 3.5	112.5 ± 12.3	175.2 ± 18.6	191.7 ± 15.6	102.6 ± 3.1	108.4 ± 4.0	173.1 ± 12.2	191.1 ± 20.8

(ハ) 吸気相における酸素濃化ガスの供給時間を、前回の吸気時間と外部入力手段によって設定された吸気終末部分の時間比率に基いて制御するようにしたため、呼吸動作に正確に追従して酸素濃化ガスを供給することができ、したがってその有効利用率を高めることができる。また、酸素濃化ガスの供給を遮断する吸気終末部分の時間比率は、バッファタンクを設けることによる吸入効率の向上効果により比較的大きくすることができるので、酸素濃縮器を更に小型、軽量、省エネルギー化することができる。

(ニ) 上述した実施例では、酸素濃縮器として2個の吸着筒を用い、一方の吸着筒で生成された酸素濃化ガスの一部を他方の吸着筒にバージガスとして供給しながら交互に稼動しているので、酸素濃化ガスの酸素濃度を下げることなくかなり高流量まで保つことができる。したがって、従来のものに比較して大幅な性能向上が計れ、その性能向上分を小型、軽量、

省エネルギー化に転用できる。また、呼気時に酸素濃化ガスの供給が遮断される分だけ吸着筒内の圧力が速く高くなり、吸着筒の切り換え時間が短くなる。これにより酸素濃縮器に対して親和的相乗効果をもたらすことができる。

(ホ) 上述した実施例では、呼吸動作を熱電対により検出するようにしたので、呼吸動作に正確に追従する信号を得ることができ、したがって正確な制御を行なうことができる。また、患者に呼吸抵抗や異物感を生じさせないようにセンサ部分を小型、軽量にすることができると共に、性能の安定したものを安価に量産できるので、使用毎に使いすてにすることができる。

(ヘ) また、上述した実施例では、呼吸同調用電磁弁に同期して駆動されるようにプザーを設けたので、これにより装置が順調に作動していることを患者等に絶えず知らしめて安心させることができると共に、自己に適した呼吸

リズムを覚えさせる訓練を通じて、慢性呼吸不全患者のリハビリテーションに役立てることができる。

(ト) また、膜型の酸素濃縮器を用いた場合には、不要な産出流量を減ずることによって、選択的透過膜の寿命を延長することができる。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例を示す図、

第2図は第1図に示す制御部の回路構成図、

第3図は同じくガス供給制御部の構成を示すブロック図、

第4図AおよびBは第1図に示す実施例の動作を説明するための図、

第5図は第3図に示すCPUの動作を示すフローチャート、

第6図は本発明に用いる酸素濃縮器の他の例の構成を示す図、

第7図A～Cは本発明の効果を説明するための図である。

1…酸素濃縮器

2…貯留タンク

3, 4…吸着筒

5, 7…エアクリーナ

6, 8…コンプレッサ

9, 10…一方弁

11…オリフィス

12, 13…圧力スイッチ

14, 15…放出用電磁弁

16…サイレンサ

17…制御部

18…シャットアウト用電磁弁

19…減圧弁

20…細菌フィルタ

21…流量計

22…患者

23…バッファタンク

24…呼吸同調用電磁弁

25…加湿器

26…鼻カニューラ

27…酸素濃度計

28…熱電対

29…ガス供給制御部

31, 32…電源端子

33, 34, 35…リレー

41…差動増幅器

46…ローパスフィルタ

47…A/Dコンバータ

48…演算制御部

49…CPU

50…タイマ

51～54…記憶部

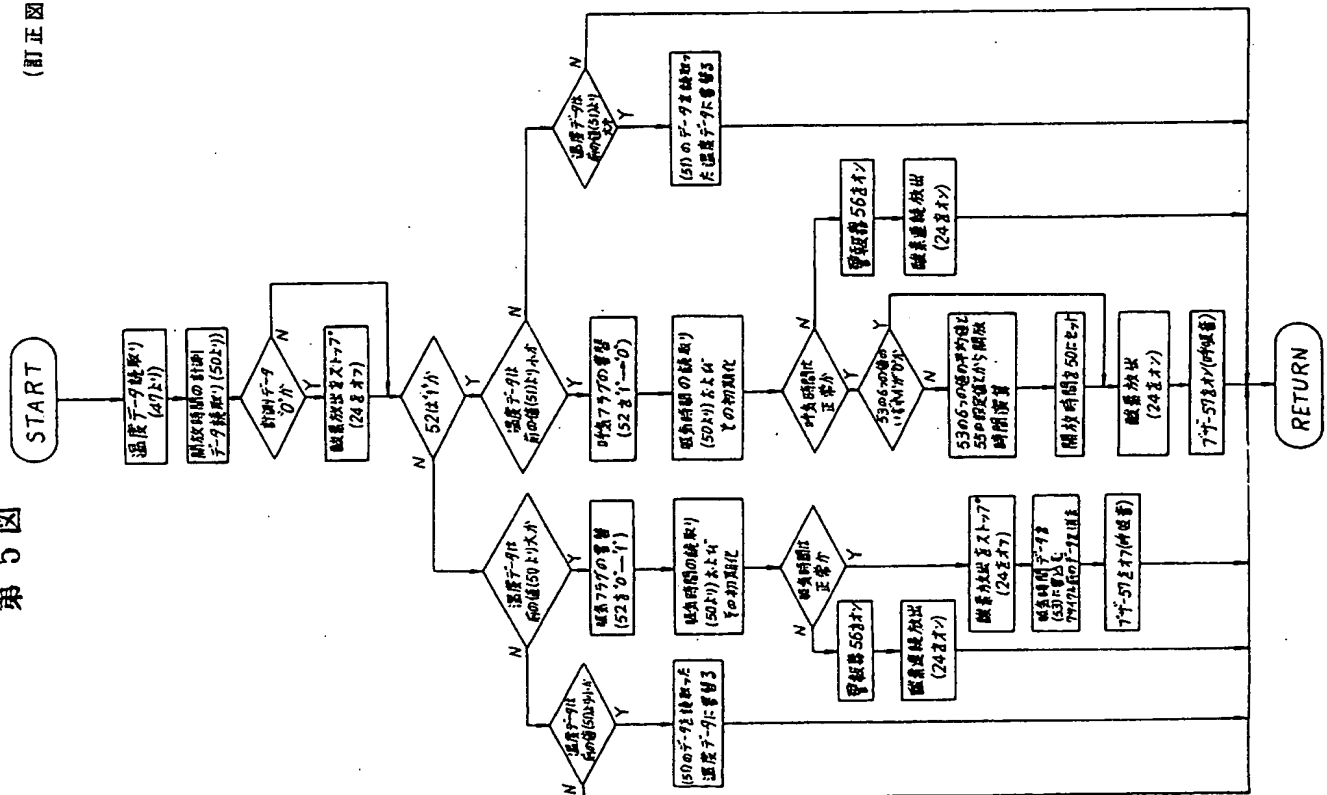
55…外部入力装置

56…警報器

57…プザー

61…酸素濃縮器

(訂正図)



—430—



昭和60年11月6日

## 第 7 図

(訂正図)

特許庁長官 宇 賀 道 郎 殿

## 1. 事件の表示

昭和59年特許願第253495号

## 2. 発明の名称

呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置

## 3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

鳥取大学長 高 木 篤

## 4. 代理人

住 所 東京都千代田区電が関三丁目2番4号  
霞山ビルディング7階 電話(581)2241番(代表)

氏 名 (5925)弁理士 杉 村 暁 秀

住 所 同 所

氏 名 (7205)弁理士 杉 村 興 作

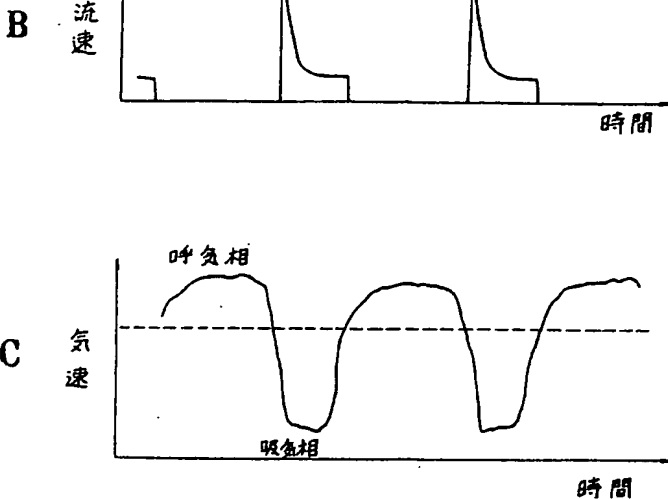


5. 補正の対象 昭和60年3月27日提出の訂正明細書の  
「特許請求の範囲」、「発明の詳細な説明」  
および「図面の簡単な説明」の欄、図面

6. 補正の内容 (別紙の通り)

え、順次の吸気相において吸気終末部分を  
除く時間中酸素濃化ガスを供給すると共に、  
その供給初期において前記バツファタンク  
の作用により酸素濃化ガスの供給流量を定  
常流量よりも多くするよう構成したことを  
特徴とする呼吸同調送気式濃縮酸素供給装  
置。

2 前記酸素濃縮器は、貯留タンクと少くとも2個の吸着筒とを有し、これら吸着筒によつて順次酸素濃化ガスを生成して前記貯留タンクに貯留すると共に、各吸着筒から生成される酸素濃化ガスの一部を他の吸着筒のバースガスとして用いるよう構成したことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の呼吸同調送気式濃縮酸素供給装置。」



1 明細書の特許請求の範囲を次のとおりに訂正する。

## 「2. 特許請求の範囲

- 1 酸素濃化ガスを生成貯留する酸素濃縮器と、この酸素濃縮器からの酸素濃化ガスを一時貯留するバツファタンクと、このバツファタンクを経て外気に開放した状態で送気される酸素濃化ガスの生体等の呼吸系への供給を制御する開閉弁と、前記生体等の呼吸気流中に配置され、呼吸動作に関連した出力信号を発生するセンサと、呼吸動作の吸気相における吸気終末部分の時間比率を設定する外部入力手段と、前記センサの出力信号に基いて順次の吸気相の時間を検出すると共に、順次の吸気相開始時期を検出して前記開閉弁を同期的に開き、かつ当該吸気相における前記開閉弁の開放時間を以前に検出した吸気相の時間および前記外部入力手段によつて設定された吸気終末部分の時間比率に基いて制御する手段とを具

2. 明細書第3頁第6行の「Z79.181981年」を  
「Z79.181981年」に訂正する。
3. 同第5頁第1表を次のとおりに訂正する。

第1表 酸素流量(恒常流)による組織  
における酸素分圧

流 量 (L/min)	0.5	1.0	2.0	3.0	4.0
酸素分圧 (mmHg)	89.9±3.4	98.1±4.5	120.7±13.9	145.3±5.8	151.0±4.8

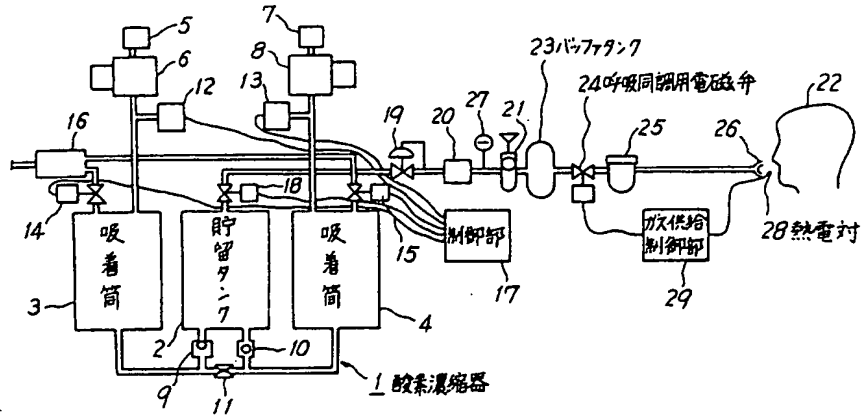
4. 同第21頁第13行の「10 msec」を「10 msec」に訂正する。
5. 同第27頁第1行の「これを当該回の……こともできる。」を「これを次の開放時間として設定することもできる。すなわち、今回の吸気相時間に外部入力装置55による設定比率を乗算し、その値を今回の吸気相時間から除したものと、前回の送気弁開放時間との平均時間を、次の吸気相時の送気弁開放時間として活用し、前回の送気時間を順次更新することにより、以前の吸気相時間の影響を継承することができる。」に訂正し、  
同頁第8行、第9行および第18行の「ブロック」を「摺動ブロック」にそれぞれ訂正する。
6. 同第28頁第9行の「ブロック」を「摺動ブロック」に訂正する。
7. 同第29頁第4行の「ブロック」を「摺動ブロック」に訂正する。
8. 同第30頁第14行の「性能」を「効果」に訂正する。
9. 同第32頁第4行の「わかる。」の後に「また、このバツファタンクの容量は第4表から10.0 mLでも十分な効果を持つことがわかる。」を加入する。
10. 同第38頁第1行の「ブロック」を「摺動ブロック」に訂正する。
11. 同第38頁第19行の「求めた開放時間と」を「求めた時間と」に訂正する。
12. 図面中第1図および第4図を別紙訂正図のとおりに訂正する。

代理人弁理士 杉 村 暁 秀  
外1名



第 1 図

(訂正図)



第 4 図

B

